

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 01-232929

(43)Date of publication of application : 18.09.1989

(51)Int.Cl.

A61B 5/02

(21)Application number : 63-060720

(71)Applicant : KOORIN DENSHI KK

(22)Date of filing : 15.03.1988

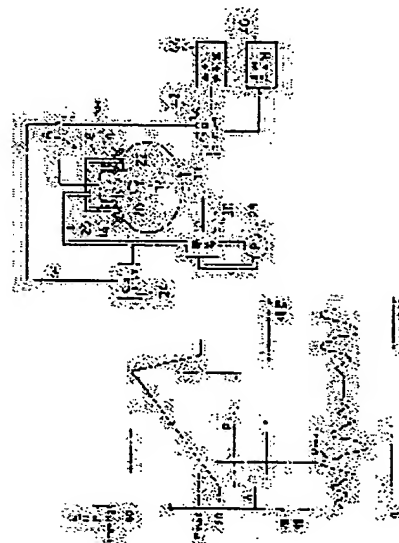
(72)Inventor : NIWA MINORU
YOKOE HIFUMI

(54) METHOD FOR CONTROLLING PRESSING FORCE OF PULSE WAVE DETECTOR

(57)Abstract:

PURPOSE: To control the pressing force of a pulse wave sensor so as to be capable of always detecting a pulse wave having the optimum magnitude, by determining the pressing force when the max. pressure pulse wave is generated and containing a process for pressing the pulse wave sensor by said pressing force.

CONSTITUTION: A microcomputer 42 processes an input signal according to the program preliminarily stored in an ROM and controls the fluid pressure in a housing 18. Then, the magnitude of a pulse wave signal SM, that is, the amplitude thereof is calculated and it is also detected whether the magnitude of the pulse wave signal SM becomes max. and, when said magnitude becomes max., the pressure Pmax in a housing 18 when the max. pulse wave Mmax is generated is determined and a pressure control valve 30 is operated by feedback control so as to keep the pressure Pmax on the basis of the pulse wave detected in such a state that the pressure Pmax thus determined in the housing 18 is kept, a blood pressure value is determined to be displayed on a blood pressure display device 44 and said pulse wave is displayed on a waveform display device 46. By this method, the detection accuracy of a pulse wave is enhanced to a large extent.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平1-232929

⑮ Int.Cl.⁴

A 61 B 5/02

識別記号

3 1 0

庁内整理番号

J-7831-4C
Z-7831-4C

⑭ 公開 平成1年(1989)9月18日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全5頁)

⑬ 発明の名称 脈波検出装置の押圧力制御方法

⑰ 特 願 昭63-60720

⑱ 出 願 昭63(1988)3月15日

⑲ 発 明 者 丹 羽 実 愛知県小牧市林2007番1 コーリン電子株式会社内

⑲ 発 明 者 横 江 一 二 三 愛知県小牧市林2007番1 コーリン電子株式会社内

⑲ 出 願 人 コーリン電子株式会社 愛知県小牧市林2007番1

⑲ 代 理 人 弁理士 池田 治幸 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

脈波検出装置の押圧力制御方法

2. 特許請求の範囲

動脈における圧脈波を検出するための脈波センサと、該脈波センサを生体の表皮上から前記動脈に押圧する押圧手段と、該脈波センサにより検出された圧脈波と押圧力とを記憶する記憶手段と、を備えた脈波検出装置の押圧力制御方法であって、前記脈波センサの押圧力が連続的に変化させられる工程と、

前記脈波センサの押圧力が変化させられる過程で得られる圧脈波と該脈波センサの押圧力とを前記記憶手段に順次記憶させる工程と、

前記記憶手段において記憶された圧脈波のうち、振幅が最も大きい最大圧脈波を判定する工程と、

該最大圧脈波が発生したときの押圧力を決定し、該押圧力にて前記押圧手段により前記脈波センサを押圧させる工程と、

を含むことを特徴とする脈波検出装置の押圧力

制御方法。

3. 発明の詳細な説明

技術分野

本発明は、脈波センサを生体の動脈に対して押圧することにより圧脈波を検出する形式の脈波検出装置において、脈波センサの押圧力を制御するための押圧力制御方法に関するものである。

従来技術

たとえば手首近傍の橈骨動脈などの、比較的生体の表皮に近接する動脈上において脈波センサを固定するとともに、バンドなどの押圧手段を用いてその脈波センサを動脈に対して押圧することにより、その動脈内において心拍に同期して発生する圧力振動波すなわち脈波(圧脈波)を検出する形式の脈波検出装置が提供されている。

かかる従来の脈波検出装置においては、バンドを手首に巻回する際の締付力などを予め定められた値に設定することにより、脈波が好適な大きさと検出されるような一定の所定押圧力で脈波センサが動脈に対して押圧される形式の押圧方法が採

用されている。

発明が解決すべき問題点

しかしながら、上記所定の押圧力で脈波センサを動脈に対して押圧した場合に検出される脈波の振幅の大きさは、個々の生体毎に当然変化するものであり、また同じ生体であってもそれに対する装置の装着条件などによって変化するものであるから、常に一定の押圧力で脈波センサを押圧する従来の方法では、必ずしも最適な大きさの脈波が検出されるとは限らず、脈波検出の精度が充分には得られない場合があった。

問題点を解決するための手段

本発明は、以上の事情を背景とし、常に最適な大きさの脈波を検出し得るように脈波センサの押圧力を制御する方法を提供することを目的として為されたものであり、その要旨とするところは、動脈における圧脈波を検出するための脈波センサと、その脈波センサを生体の表皮上から前記動脈に押圧する押圧手段と、脈波センサにより検出された圧脈波と押圧力とを記憶する記憶手段と、を

備えた脈波検出装置の押圧力制御方法であって、
 (a)前記脈波センサの押圧力が連続的に変化させられる工程と、
 (b)前記脈波センサの押圧力が変化させられる過程で得られる圧脈波とその脈波センサの押圧力とを前記記憶手段に順次記憶させる工程と、
 (c)その記憶手段において記憶された圧脈波のうち、振幅が最も大きい最大圧脈波を判定する工程と、
 (d)その最大圧脈波が発生したときの押圧力を決定し、その押圧力にて前記押圧手段により前記脈波センサを押圧させる工程と、を含むことにある。

作用および発明の効果

このようにすれば、脈波センサが押圧手段により押圧され且つその押圧力が変化させられる過程で検出される圧脈波と押圧手段の押圧力が共に記憶手段に記憶され、その記憶された圧脈波のうちで最大の振幅を有する最大圧脈波が判定されると、最大圧脈波が発生したときの押圧手段の押圧力が決定されるとともにその押圧力にて脈波センサが押圧されるのである。

したがって、本発明の押圧力制御方法によれば、脈波センサの押圧力が変化させられる過程で最大圧脈波が発生したときの押圧力が維持されるので、被測定者が替わるなどの検出条件に応じて最大圧脈波が検出されるように押圧力が変化させられることから、従来と比較して、脈波検出の精度が大幅に向上するという効果が得られる。

実施例

以下、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明する。

第1図は、本実施例の押圧力制御方法を採用した脈波検出装置の構成を説明する図である。被測定者の手首などの生体10の表皮上において、その生体10の皮膚近傍に位置する動脈12の直上には、支持バンド14により脈波検出プローブ16が縛着且つ固定されている。脈波検出プローブ16は、底面が開口する比較的剛性の高い方形容器状のハウジング18と、ハウジング18内部に收容された脈波センサ20と、ハウジング18と脈波センサ20との間に介挿されて脈波センサ2

0をハウジング18に対して支持するとともにハウジング18の底面を密閉するゴム製且つ環状のダイヤフラム22とから構成されている。ハウジング18には配管26が接続されており、配管26に接続された電動ポンプ28からの圧力流体が、後述のマイクロコンピュータ42により制御される調圧弁30により調圧されて、ハウジング18内に供給されるようになっている。すなわち、ハウジング18内に電動ポンプ28から圧力流体が供給されると、ハウジング18内の圧力が上昇するにつれてダイヤフラム22が生体10に向かって膨張させられるので、それに伴って脈波センサ20も生体10に対して押圧されるのである。半導体圧力検出素子などにより構成される脈波センサ20は、生体10に対して押圧されることにより、心臓の拍動に同期した動脈12の膨張・収縮に伴って発生する動脈12の圧力変動波すなわち脈波を検出し、その脈波を表す脈波信号SMを後述のマイクロコンピュータ42に対して出力する。したがって、本実施例においては、ハウジング1

8 およびダイヤフラム 22 が押圧手錠を構成している。また、ハウジング 18 と調圧弁 30 との間には、圧力センサ 24 が接続されており、ハウジング 18 内の圧力 P を表す圧力信号 SP をマイクロコンピュータ 42 に出力する。

マイクロコンピュータ 42 は、図示しない CPU、RAM、ROM、I/O インタフェースなどを備えており、CPU は RAM の一時記憶機能を利用しつつ予め ROM に記憶されたプログラムに従って入力信号を処理し、ハウジング 18 内の流体圧を調圧する。すなわち、マイクロコンピュータ 42 は、図示しないスタート押扣の操作に応じて調圧弁 30 を作動させて電動ポンプ 28 からハウジング 18 内に圧力を供給させるとともに、ハウジング 18 の昇圧過程において、脈波センサ 20 により検出される脈波の振幅、および圧力センサ 24 により検出されるハウジング 18 内の圧力 P を RAM 内に順次記憶させる。そして、脈波信号 SM の大きさすなわち振幅を算出し且つ脈波信号 SM の大きさが最大となったか否かを検出し、

また、マイクロコンピュータ 42 の CPU は、上述のように決定されたハウジング 18 内の圧力 P_{max} が維持されている状態で検出される脈波に基づいて血圧値を決定して血圧表示器 44 に表示させるとともに、波形表示器 46 にそれら脈波を表示させる。脈波の上ピーク値は最高血圧値、脈波の下ピーク値は最低血圧値に各々対応するものであるから、予め求められたそれ等の対応関係から実際のピーク値に基づいて上記血圧値が決定される。また、上記のように波形表示器 46 において表示された脈波形状は動脈圧を表すものであるから、種々の医学情報として活用される。

以上のように構成された脈波検出装置における脈波センサ 20 の押圧力の制御作動を、以下に第 3 図のフローチャートに従って説明する。

図示しないスタート押扣が押圧されて電源が投入されると、先ずステップ S1 において、第 2 図に示すように、電動ポンプ 18 が作動されることによりハウジング 18 内が前記所定範囲の下限值 20 mmHg まで急速に昇圧させられる。同時に、ハ

最大となったときにはその最大脈波 M_{max} が発生したときのハウジング 18 内の圧力 P_{max} を決定するとともにその圧力 P_{max} が維持されるように調圧弁 30 をフィードバック制御により作動させる。したがって、本実施例においては、マイクロコンピュータ 42 の RAM に対応する部分が記憶手段として機能する。

ここで、脈波信号 SM が最大となるときのハウジング 18 内の圧力 P_{max} は、個々の被測定者を通じて略 $20 \sim 80 \text{ mmHg}$ の所定範囲内であることが経験上から判明しているため、ハウジング 18 の内圧は、第 2 図(a)および(b)にそれぞれ示すように、下限値 20 mmHg までは急速に上昇させられた後、脈波検出に好適な $5 \sim 6 \text{ mmHg/sec}$ 程度の所定速度で上限値 80 mmHg まで徐々に上昇させられるのである。この場合には、ハウジング 18 内の昇圧期間が約 10 秒程度と比較的短くされるので、前記圧力 P_{max} を算出するために要する時間が短縮されるとともに、被測定者に与える不快感が軽減されるという利点がある。

ハウジング 18 の内圧がその下限値において約 2 秒の間（すなわち期間 A）維持されるが、これは、装置の装着直後では、脈波センサ 20 の押圧面が動脈 12 の直上部において正確に密着させられていない場合がありノイズなどが混入するおそれがあるので、それらノイズなどにより正常な脈波の検出が阻害されることを防止するための待機時間である。続いて、ステップ S2 およびステップ S3 においては、ハウジング 18 内圧の上昇速度が $5 \sim 6 \text{ mmHg/sec}$ の前記所定速度とされて、ハウジング 18 内の徐速昇圧が開始されるとともに、その徐速昇圧期間 B において脈波センサ 20 により検出される脈波とハウジング 18 内の圧力 P とが、マイクロコンピュータ 42 の RAM 内に順次記憶される。次に、ステップ S4 においては、圧力 P が前記所定範囲の上限値 80 mmHg に到達したか否かが判断される。未だ到達していないと判断されると、ステップ S2 以下が再び実行されるが、到達したと判断されると、ステップ S5 以下が実行される。ステップ S5 においては、前記徐速昇

圧期間B内において検出された脈波中で最も大きい振幅を有する最大脈波 M_{max} が決定され、その最大脈波 M_{max} が発生した時点のハウジング18内の圧力 P_{max} が算出される。そして、ステップS6において、調圧弁30がフィードバック制御されることにより、第2図(a)に示すように、ハウジング18内の圧力 P が P_{max} とされた状態で維持されるのである。その後、以上のようにして制御された圧力 P_{max} により脈波センサ20が押圧された状態で、第2図(a)に示すように脈波センサ20により検出された脈波に基づいて血圧値が決定されるとともにその血圧値および脈波形状が血圧表示器44および波形表示器46において表示されるのである。

上述のように、本実施例の押圧力制御方法を採用した脈波検出装置においては、脈波センサ20により検出される脈波の振幅が最大となるように、毎回の検出毎に脈波センサ20の押圧力が変化させられ且つその圧力変化過程において検出された脈波のうち最大の振幅を有する最大脈波 M_{max} が

いのである。また、下限値20 mmHgまで急速上昇された後に約2秒間の期間Aが設定されていたが、これは特に設けられなくても良いのである。

また、上記所定範囲は、前述の実施例においては約20～80 mmHgに設定されていたが、必ずしもそのような値に限らないことは言うまでもなく、それら下限値および上限値は、20 mmHgおよび80 mmHgの周辺の値とされ、且つ上限値および下限値の間に約50 mmHg以上の幅が設定できれば良いのである。

また、前記ステップS3とS4との間などに脈波の異常を検出するための脈波異常検出ルーチンを設けても良い。すなわち、脈波異常検出ルーチンにおいては、ステップS3において検出された脈波にたとえば生体10の体動などによってノイズが混入したことに起因して脈波が異常であると判断された場合には、ハウジング18内の圧力 P の上昇を一旦停止させるとともに、異常な脈波が発生した時点の圧力まで圧力 P を戻し、再び前記所定速度で徐々に上昇させることにより脈波を検

発生したときの押圧力 P_{max} が維持されることにより、被測定者が替わるなどの検出条件の変化が生じた場合でも、最適な大きさの脈波が常時検出されるのである。したがって、本実施例の押圧力制御方法によれば、検出条件が変化しても脈波センサの押圧力は常に一定とされていた従来の方法と比較して、脈波の検出精度が大幅に向上するという効果が得られる。

以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様にて好適に実施され得るものである。

たとえば、前述の実施例においては、最大脈波 M_{max} が検出される圧力 P_{max} を決定する際に、20～80 mmHgの所定範囲を設定し、その下限値20 mmHgに至るまではハウジング18内の圧力 P を急速に上昇させることにより昇圧期間を短縮して前記圧力 P の算出を高速化していたが、そのような範囲を設定することなく、始めから5～6 mmHg/secの所定速度で徐速昇圧する過程で最大脈波およびそのときの圧力 P を決定しても差支えな

出し直すのである。

また、脈波センサ20において検出される脈波形状に対して、マイクロコンピュータ42において平滑化処理を施すようにしても良い。このようにすれば、被測定者の体動などにより混入したノイズなどが好適に除去されるので、最大振幅を有する最大脈波が一層正確に決定されるという利点が得られる。

なお、上述したのはあくまでも本発明の一実施例であり、本発明はその精神を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の押圧力制御方法が採用された脈波検出装置の構成を説明する図である。第2図(a)および(b)は、第1図のハウジング内部の圧力変化および脈波センサにより検出される脈波形状を対比させてそれぞれ経時的に示すグラフである。第3図は第1図の脈波センサの押圧力を制御するための作動を説明するフローチャートである。

- 10 : 生体
 12 : 動脈
 18 : ハウジング } (押圧手段)
 22 : ダイアフラム
 20 : 脈波センサ
 42 : マイクロコンピュータ (記憶手段)

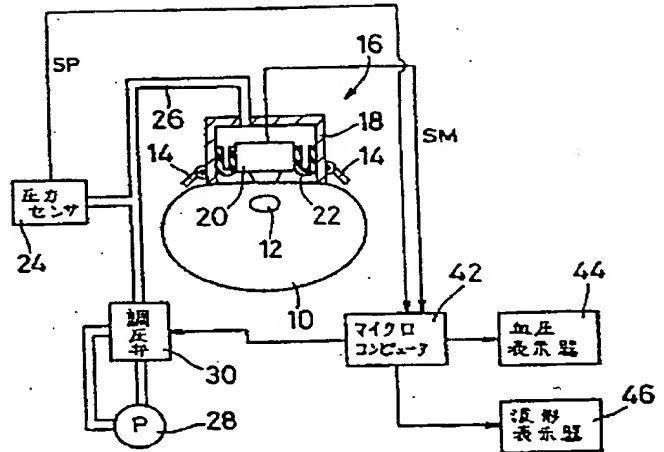
出願人 コーリン電子株式会社

代理人 弁理士 池田 治 幸

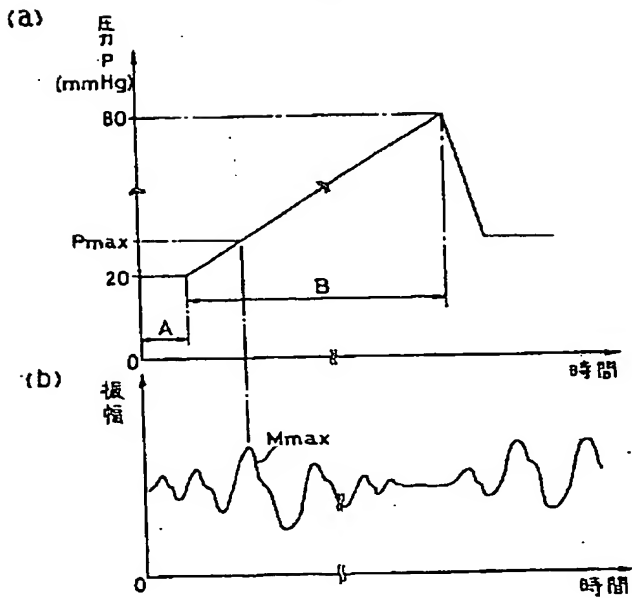
(ほか2名)



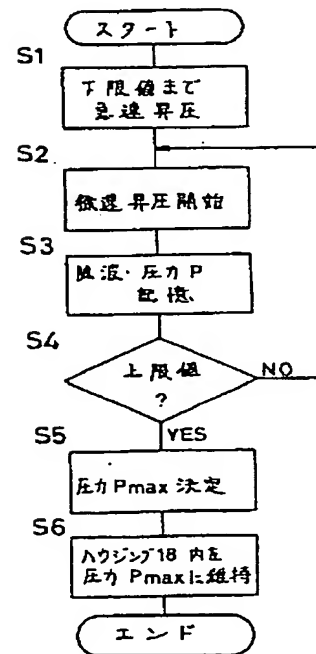
第1図



第2図



第3図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKÉWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.